

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許

⑫ 公表特許公報(A)

平

⑬ 公表 平成3

⑭ Int. Cl.:

識別記号

庁内整理番号

審査請求 未請求
予備審査請求 有

部門(

A 61 B 5/14
G 01 N 33/49

S 1 0

W

7831-4C
7055-2G

⑮ 発明の名称 バルス融集濃度計で使用される装置と方法

⑯ 特 願 平1-500119

⑰ 翻訳文提出日 平2(199

⑱ 出 願 昭63(1988)10月5日

⑲ 国 際 出 願 PCT/US

⑳ 国際公開番号 WO89/06

㉑ 国際公開日 平1(198

優先権主張 ㉒ 1987年10月9日 ㉓ 米国(US) ㉔ 107,282

㉕ 発 明 者 マリノスカス、ドナルド

アメリカ合衆国06468コネチカット州モンロー、キ
イブ 15㉖ 出 願 人 アドバンスド・メディカル・シ
ステムズ・インクアメリカ合衆国06514コネチカット州ハムデン、シ
ニユー 825

㉗ 代 理 人 弁理士 山崎 行造 外2名

㉘ 指 定 国 AT(広域特許), BE(広域特許), CH(広域特許), DE(広域特許), FR(広域特許), GI
(広域特許), JP, LU(広域特許), NL(広域特許), SE(広域特許)

㉙(内容に変更なし)

請求範囲

1. ヒトまたは動物の選択された1つの四肢が、2つの異なる長さの電磁波に曝露されるパルス融集濃度測定を実施する方法において、

(a) それぞれ第1と第2の波長をもつ電磁波の第1と第2のパルスを出発させる段階であって、

前記第1パルスが第1パルス周波数で発生し、前記第2パルスが第2パルス周波数で発生する段階、

(b) 前記第1パルスと第2パルスに選択された四肢を曝露する段階、

(c) 前記選択された四肢の近くの選択された部位において前記電磁波の強度に対応する電磁信号を出発させる段階であって、前記電磁信号が前記第1と第2の波長を含む波長帯域にわたって電磁波強度に対応する段階、

(d) 前記c段階で発生された前記電磁信号を前記第1

請求項2の方法、

4. 前記第1波長が赤外線であり、近外線範囲にある請求項1の方法、

5. 2つの波長の電磁波を発生してパルス融集濃度計に使用する装置において、

(a) 第1波長をもつ電磁波のパルスの第1装置であって、前記パルスを発生する第1装置、

(b) 第2波長をもつ電磁波のパルスの第2の装置であって、前記パルスを発生する第2装置、

(c) ヒトまたは動物の選択された四肢と第2パルスに同時に曝露する装置、

(d) 前記選択された四肢の近くの選択された部位における前記電磁波強度を測定する電磁信号のための電磁波装置であって、波長帯域が

作動的に使用され、明記第2パルス強度またはその強度に中心を置く第2帯域フィルタ回路であつて、明記第2電圧信号が解記直読された部位に付ける明記第2振幅をもつ明記帯域波強度を表現する第2共振フィルタ回路。

6. 前記フィルタ装置によって発生された前記電圧信号から前記第1パルス周波数を除去するために、前記第1帯域フィルタ装置に作動的に接続された第1復調装置、および前記フィルタ装置によって発生された前記電圧信号から前記第2パルス周波数を除去するために、前記第2帯域フィルタ装置に作動的に接続された第2復調装置をさらに含んでいる請求項5の装置。

7. 前記第1振動装置が第1共振フィルタと直列の第1半振弦共振器を含み、さらに前記第2振動装置が第2共振フィルタと直列の第2半振弦共振器を含んでいる請求項6の装置。

8. 前記第1装置が第1周波数分割器と直列の第1発振器を含み、前記第1発振器の動作周波数が前記第1パルス周波数の2倍であり、さらに、前記第2装置が第2周波数分割器と直列の第2発振器を含み、前記第2発振器の動作周波数が前記第2パルス周波数の2倍である請求項5の装置。

9. 前記第1位置と第2位置によって発生されるパルス位置を同時に変化させるための装置を含む請求項5の装置。

に因るものではない。

(1) 減速機が張力によって発生された前記電流信号を、前記第1段長と第2段長における前記減速機張力の近傍での電磁板強度を張力する第1と第2の電流信号とをそれぞれ分解するための装置であって、

前記第1電磁信号を発生させるための、前記第1パルス発生装置またはその近傍に中心を置く第1形磁フィルタ、および前記第2電磁信号を発生させるための、前記第2パルス発生装置またはその近傍に中心を置く第2帯域フィルタを含む分離装置、とを有する試験装置。

14. 周波分離用回路が図に第1と第2の帯域フィルタによって生じた電気信号を復調するための装置を含む回路18の包蔵。

15. 時記帳簿が紙にフィルタと並列の半板覆部を
を含む請求項14の装置。

10. 同記第 1 節に第 1 可換数分割群と数列の系 1 是

10. 別添第 1 と第 2 の装置が非混合
 記第 1 と第 2 のパルス周波数を出発点
 である。

11. 拘泥第1パルス周波数が約230V
り、拘泥第2パルス周波数が約1200サ
ル水圧10の値。

12. 前に第1胚盤が棕色網膜の脈管ルスを発生し、前記第2胚盤が遊外胚葉胚盤のバルスを発生する様式頂上の

13. (a) 2つの異なる波長の電磁波
 伝播するための媒質が必要であって、

(1) 2つの異なる長さのうもれ
 線のパルスを生産するための第1装置
 ルスが第1パルス増幅器で増幅される

(1) 2つの異なる液量のうち第2液のバルスを発生するための第2駆動ループが第2バルス駆動回路で発生される

(iii) 前記第1と第2のバルブに試
液するための装置とからなる場路装置

(b) 試験材料の近傍の選択された座
つの異なった波長のそれぞれに依る
する装置であつて、

(1) 実験装置の造りでの電磁誘起
記号を発生するための、選択された部
品であつて、は装置が前記第1巻品と

明 和 巻 中巻(内巻に於

バルス酸が溶媒中で使用される

免明の背遷

1. 発明の領域

本発明は、即ち速度計に關し、特に先に記述されず、88サイクルの平均をそれがなく、確率的に振盪の振幅強度された振幅強度計に關する。

2. 従来の技術の説明

放棄論設計は血中尿酸濃度を測定する。歴史的にみると、これらの症例はおいて患者から採取された血液検体にされた。近年、非侵入性尿酸濃度計が（血中尿酸値）において重症患者を呼んだ手助望で関節下の患者をモニター使用されている。初期の非侵入性尿酸

特表平3

— 股動脈温度計と生体内温度計との比較 : Comparison of a Pulse Oximeter with an Ear Oximeter and an In-Vivo Oxiometer. ジェイ・クリン・モニット、(J. Clin. Med.)、1 : 136 - 140 (1985) を参照されたい。

胎動脈温度計は下記のようにして酸素飽和度を測定する：1) 患者の四肢に、“赤”波長や“青”波長の異なる2つ以上の選択した波長の光を透過させる、2) その各波長について脈波を透過した光強度の随時的変化を検出する、3) ランバート・ビールズ (Lambert-Beers) 透過光法則および選択した波長における透過光強度の検出値を用いて患者血液の酸素飽和度を計算する。

本発明に先立って、患者の四肢は選択した波長に晒にさらされた。すなわち最初には赤色のLEDのような第1の光源がしばらく点火され、次に消灯され、それから赤外線 (IR) を放射するLEDのような第2の光源が点火され、次に消灯された。たとえば、U. S. 特許 4,107,933 号、4,407,230 号参照。あるいは、四肢に広帯域の波長の光を透過させ、適当なフィルターを用いて透過光を2つの成分に分離することが提案されている。U. S. 特許 5,989,950 参照。

これら両方にはいずれも選択および/または適切な位置が必要となる。たとえば、赤色光線からIRを適切に分離できるフィルターは一般に高価である。また各波長に対して1個ずつで合計2個の光センサが、フィルター

をさせることおよび/または信号/雑音比を低下させることがありうるもので、既存の股動脈温度計に対してトラブルを与える。

周囲の放射線問題を軽減する試みとして、既存の股動脈温度計にバックグラウンド放射線を補正するため複雑な回路を導入し、センサに到達しうる周囲の光量を最小にできるように設計されたカバーまたはその他の外装内にセンサを置いている。医学文献に報告されているような、これらの熱心な努力にもかかわらず、現在使用されている股動脈温度計は誤った測定値を与えたり、周囲の放射線のために全く作動しなかったりすることがある。

ブルックス (Brooks) 他、「体外循環ランプカパルス股動脈温度計に与える障害」(Infrared Heat Lamp Interference with Pulse Oximeters)、麻酔学 (Anesthesiology)、61 : 580 (1984)。

周囲の放射線問題以外に、既存の股動脈温度計には酸素

でのアプローチに必要になる。したがって、アプローチでは、手術室などで使用するような、装置で、使い捨てできるセンサを作成することは困難である。

この順次送光方式の場合には、装置1に動作しているかを監視しなければならなかった光線が作動するようになるため、状態が変化する領域の符号認識部分の全ことが必要である。さらに、測定も1時間動作している光線に正確に当り、2時間動作していないことを保証するために、または「休止」(Dead)時間を組み込む。なおまた光源は迅速に切替られる。長時間は、各オン・オフ/オン・オフ/オフの曲線量やその他の特徴が真実上、2時間以内に保たなければならない。

前記に加えて、2つのアプローチは、RF信号電波の影響を受ける。特に、RF/またはIR放射は、股動脈温度計に可能性がある。これらの放射線は、1日加熱装置存在の結果として手術室にしている。股動脈温度計センサの位置に、放射線の強度変化は、手術室内の人や壁の些細な移動からも生じうる。さらに、在る放射線量が一定であっても、これ

胎動脈はセンサやセンサ用ケーブルをこのような高圧領域は股動脈温度計全体のコストをさせる。また一般に知られているように、電線の影響を完全に除去することは、4個のセンサの場合には、高価なものである。これは非常に困難である。

発明の要約

本発明が前記のような状況にあるため、周囲の光やRF信号電波による干渉に耐えられる改良された股動脈温度計である。さらに詳しくいうと、センサが4個並列に周囲の光のなかで使用する温度計を提供することが本発明の目的。もう一つの目的は、既存の股動脈温度計で、観測精度がつかない改良されたものである。

特 表 平

スが第2パルス周波数で発生される段階、

(b) 四肢を第1パルスと第2パルスに感得する段階、

(c) 四肢の近くの選択された記録箇所、たとえば指の場合には、パルスに感得されている指の側面の反対側の記録箇所における第1及び第2波長の電磁波強度を含む電磁波強度に相当する電気信号を発生する段階、

(d) 段階(c)で発生された電気信号を第1パルス周波数における第1振幅変調電気信号および第2パルス周波数における第2振幅変調電気信号に分離する段階、

(e) 第1と第2の電気信号を強調する段階。

本発明はその他の態相に応じて、以下の各項から構成されている特徴的な実施方法を実施する装置を提供する：

(a) 第1波長を持つ第1パルス周波数において光パルスを発生する第1光パルス発生器、

(b) 第2波長を持つ第2パルス周波数において光パルスを発生する第2光パルス発生器、

(c) 第1と第2のパルスに感得の四肢を感得する装置、すなわち感得の指に赤色LEDとIRLEDを感得する装置、

(d) 記録部位における電磁波強度を表現する電気信号を発生するための、第1および第2波長をもつ電磁波に反応する受波器、

(e) 第1振幅変調電気信号を発生するための、第1パルス周波数またはその近傍に中心を合わせた第1振幅フィルタ、

好ましい実施態様の説明

図については、本発明の実施に使用できる典型的な構成の組立体が第1A図に示されている。特に第1A図には、2つの異なる波長、すなわち赤色光波長およびIR波長において、また2つの異なるパルス周波数すなわち2,338ヘルツと、3,900ヘルツにおいて電磁波パルスを発生するためのパルス発生組立体10が示されている。

組立体10には赤色LED20と赤外線LED22、両LED作動用の電圧調節定電流ドライバ18,18並びに、これらの定電流ドライバ駆動用の発振器12,14が含まれている。第1A図の挿入図に示されているように、この発振器は定電流ドライバからLED20,22に矩形波電圧を供給させる。矩形波電圧の基本周波数は発振器の周波数と一致している。電圧が矩形波であることによって、LED20,22は、発振器周波数に等しいパルス周波数で赤

(1) 第2振幅変調電気信号を発生するパルス周波数またはその近傍に中心を合

ルタ、

(2) 第1振幅変調電気信号から第1検出するための第1検出器、

(3) 第2振幅変調電気信号から第2検出するための第2検出器。

ある種の好ましい実施態様では、パルスの周波数は非共振電磁波数である。それはそれらの高周波が振盪しない周波数の好ましい実施態様では、第1および第2の周波数によって発生される光パルスの強度が容易に実施できるように過剰制

制入されて特許明細書の一部を構成図は、本発明の好ましい実施態様を例示して本発明の原理を説明する。

図面の簡単な説明

第1A図と第1B図は、本発明の組立(第1A図)とパルス検出器(第1B図)の典型的な構成の組立体を図示する。第2図は、第1A図のパルス発生面な構成を示している。

第3図と4は、第1図のパルス発生面な構成を示している。

スによって発生した電気信号から適切な図になる。

発振器12,14の周波数はほとんど81高く選定されるので、変換器13(下記によって発生される電気信号の検出器組立組)による変換によって60サイクル。一方で、変換器の周波数は、振盪電圧を回避するために、あまり高くするには、2,300サイクル/秒や3,900秒周波数でうまく動作することが明らかこれらの周波数の範囲の3つの奇数倍8990,11500もしくは10100ヘルツと1.は17300ヘルツであり、従ってこれら近である。3300と3900ヘルツ以外の周波数の実施に使用できる。

組立材初定電流ドライバが組立体1

特表

せる先行技術の従来構成には採用されていなかった。

第2図には、組立体10に使用である特定の構成が示されている。この図に示されているように、発振器12,14は、それぞれ約4600ヘルツと7400ヘルツで共振するタイマ20,22、このタイマの出力周波数を半分に分割するJ-Kフリップフロップ、並びに定電流ドライバ用の安定信号および十分な入力電流を供給するバッファ34,36から構成できる。能音のない電源（図示せず）は、タイマ20,22用のドライブ電圧 V_1 を発生するのに使用される。この電圧と同じより高ボルト電位の電圧がLED22,22にも供給される。もう一つの能音のない電源（図示せず）が、第2図ならびに第4図に示された動作原理図に動作電流を供給するのに使用される。

タイマ26,28の周波数調整は、抵抗88,89,90と(2,43,44)をそれぞれ選択して決定される。そうでなければ、1段と赤色光パルスを発生するのに、調整回路部品が使用される。（調整回路部品は、第4図の調整器や低域フィルタにも使用される。）タイマ26,28とフリップフロップ80,82の組合せが、できるだけ等しいオンとオフの期間をもつ矩形波信号を出すのに使用される。これによって変換器13によって発生される信号の周波数高調波の量が最小になり、赤色光の射入に対応する信号から変換器へ射入する赤色光に対応する信号を分離する性能が向上する。

第2図に示されているように、バッファ34,36の出力

は電圧制御定電流ドライバに供給される。図示されているように、例の34,36の出力と比較する高周波増幅器が動作増幅器の出力に接続され、50,52とから構成されている。LED発生電流は、タップTP1とTP2図によって図示されている。両方入りに、約2300ヘルツのパルス周波数でLEDを通過するが、これに同じであるが、約3900ヘルツの周波数でLED22を通過する。

LED20,22を通過するパルス電圧は、たとえば患者のひとさし指には、そこで反射するパルス光を発生光が変換器13と検出器組立体ノによって患者四肢においては変換器13およびLED13によって患者四肢に反射され、ケーブル、計測器の端りの部分に接続される。またはその他の反射器具が接続しLED13のみに使用できる。

検出器組立体ノ24は88サイクル干渉交換器とともにシールドケーブルを有するが、干渉の可能性をさらに低下させ、そしてそのようなケーブルを使用し、検出器組立体は変換器12,14（下記）

波をもつパルス光のみに反応するように調整されているから、変換器13は外部光から遮断する必要はないのであるが、必要に応じて周囲光干渉の可能性をさらに低減するため、そのような遮断を利用してもよい。

変換器13は、LED20とLED22のどちらかによって発生される光をもつ光に反応するように設計されている。変換器13は、たとえば赤色と赤外光に敏感な光検出器であると最も好都合である。

変換器13は、それに入射する光の強度に対応する電気信号を発生する。LED20から出る光の強度は、電気信号は、変換器12の周波数の矩形波パルス、各パルスの強度、したがって変換器13によって発生した電気信号の振幅などから導きとして構成されており、それはLED20から変換器13へ送達する途中パルスが受ける吸収に依存する。同様に、LED22から出る光の強度は、電気信号はやはり主として矩形波パルスから構成されているが、

したがって、変換器13によって発生する矩形波パルスは変化する矩形波から導き、見方をすると、変換器13は検出器として、検出器は電気信号を発生するが、これを発生するのに使用される変換器13の周波数をもつ矩形波、および変換器13の強度の変化、すなわち患者の拍動、肢の通過および（または）反射の利得される強度の変化に対応する、図1に構成されている。

LED20とLED22は同時にパルスから、変換器13によって発生する矩形波周波数の矩形波パルスと発生強度の矩形波パルスの強度から構成される。この電気信号には周波数、60'の他の信号などによって生じる雑音

図 3-1

図 3-1 増幅器 54 は、光透過の基準レベルの変化に反応するように利得が変化するのが望ましい。さらに増幅器は、60 サイクルやその他の低周波数による干渉、たとえば増幅器 18 によって作られる信号に由来する外部光の干渉を除去できるように、周波数 50 ヘルツ以上の下通過周波数をもつことが望ましい。（帯域フィルタ 56, 58 も検出器増幅器 24 によって作られる最終信号から低周波成分を除去することに注意。）もちろん、下通過周波数は 2 つの通過周波数のうちの低い方より十分に低くなくてはならない。同様に、増幅器の上通過周波数は 2 つの通過周波数の高いものより十分に高くなければならない。実際に、2000 ヘルツと 3000 ヘルツの通過周波数に対しては、約 1 キロヘルツと 10 キロヘルツの間の周波数を通過させる増幅器が有効に動作することが明らかにされた。

図 3-1 図に示すように、帯域フィルタ 56, 58 は、それぞれ 3 つの段階 72, 74, 78 と 78, 80, 82 から構成されている。実際に、3 段階の運用は、高通過波と低通過波の両信号の望ましい分離を行うのに十分であり、増幅器 18 における光強度の変化に対応する最終信号を通過させるのに十分な通過周波数の増幅器を与えることが明らかにされた。もちろん、必要に応じて使用する段階は増減できる。

増幅器 20, 22 は、通過信号から最終信号を分離するのに使用される。高通過波増幅器の増幅、同期検波など

を含む各段の増幅器が使用できる。62, 70 と増幅器 84, 88 の直列使用が第 1 である。この増幅器は、実際に、増幅器によって生じる増幅回数の異なる増幅の異なる増幅率も効果的に発生することである。

第 3 図及び第 4 図には、検出器増幅器の様々な部品が示されている。第 3 図に増幅器 54 は高通過動作増幅器 84 と 88 からなる。増幅器 54 の増幅利得はスイッチ 92 でスイッチ第 3 図では低利得の状態が示され、スイッチを動作するより、増幅器の利得を電子的に調節するのがよい。増幅器の利得 90, 92 とコンデンサ 94 は、増幅器の入力インピーダンスを増幅器に与えられる。

同様に増幅器 56, 58 にも高通過波とされる。抵抗 100, 102, 104 とコンデンサは、各段フィルタ 72, 74, 78 がほぼ 2000 ヘルツのように選択される。同様に抵抗 100, 102, 104 も増幅器 78, 80, 82 が中心をもつように選択される。実際に増幅器 78 の Q 値を示す増幅器は 2000 ヘルツの信号の周波数 3500 ヘルツより大きを示すことが明らかにされた。

増幅器の出力は、第 4 図に示された増幅器と低周波フィルタ回路とに供給される。特に高通過動作増幅器 112 とこれに結合されたダイオード 114, 116 は、フィルタ 56, 58 によって作られた信号の負の側分を取り除く。高通過動作増幅器 112 とこれに結合された部品は、最終信号から高通過信号を取り除く低周波フィルタを形成し、検出器増幅器の最終出力を作成する。検出器増幅器によって作られる出力信号は、たとえば、マイクロプロセッサによって処理し、増幅の飽和や増幅の増幅率を減衰させるのに適している。

本発明の特定の実施形態が説明され、暗示されているが、改変が本発明の精神や範囲に反することなく実施できることを理解すべきである。たとえば本発明は、パルス増幅器増幅器以外の領域で、1 つ以上の波長の光に敏感な材料をさらして反応を記録することにも使用できる。また、本発明は、増幅の増幅の増幅率と増幅率への

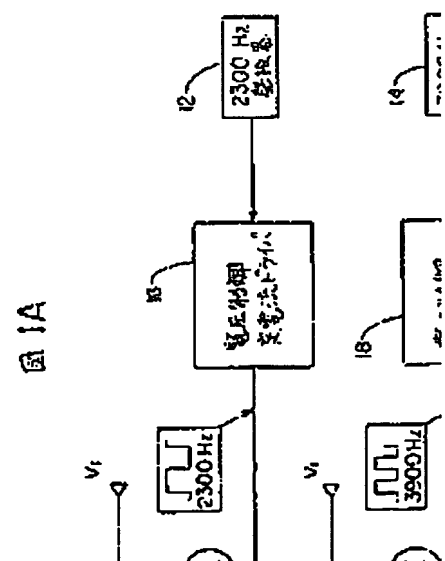


图 1

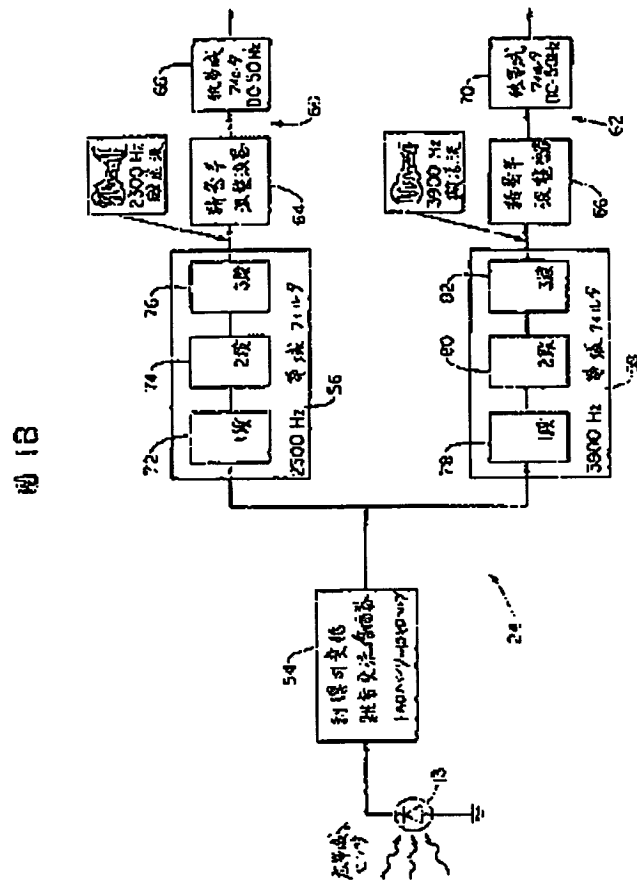


图 1

图 2

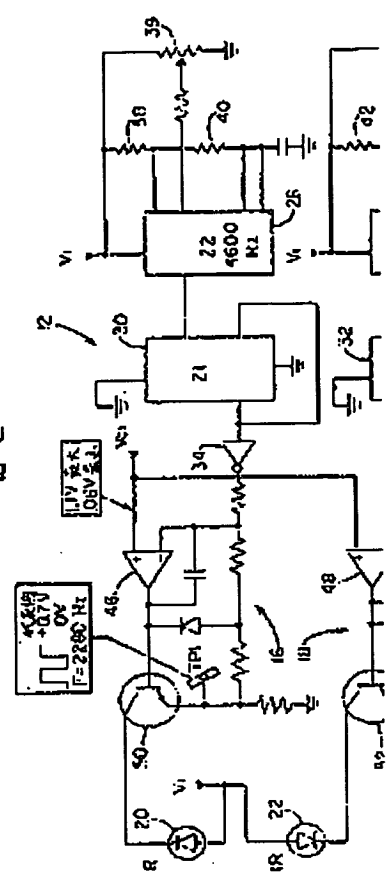


图 3

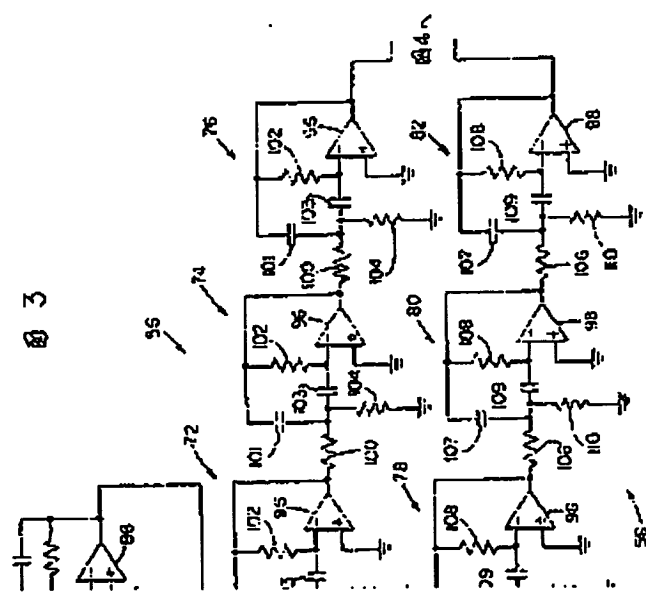
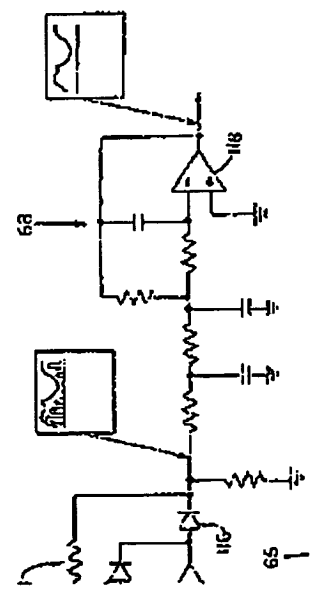


图 4



特表平3-

国際特許条約

手 続 補 正 書 (自発)

平成2年 4月26日

特許庁長官 殿

- 1 出願の表示
国際出願番号 PCT/US68/03466
- 2 発明の名称
バルス腫瘍診断計で使用される装置と方法
- 3 補正をする者
事件との関係 新出願人
名 称 アドバンスド・メディカル・システムズ・インク
- 4 代 理 人
住 所 東京都千代田区永田町1丁目11番28号
相互永田町ビルディング 8階 電話 561-9371
氏 名 (7101) 弁護士 山 崎 行 彦
同 所
氏 名 (7503) 弁護士 水 村 博
同 所
氏 名 (9766) 弁護士 日 野 泰 男
- 5 補正命令の日付
- 6 補正の対象
明細書及び請求の範囲の翻訳文。
- 7 補正の内容
別紙のとおり(内容に変更なし)。

方 式 査 査 (高 橋)



1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER	
I.P.C. Class: A61B 5/00	
R.S. Class: 72A/533	
CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER	
US	128/633,463 336/29,41,217
DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	
Category	Reference
A	US, A. 3,208,383 (PODRIGUZZI) 16 April 1974, See the entire document.
A	US, A. 3,980,860 (ROMISSEY et al) 22 December 1976, See the entire document.
A	US, A. 4,167,821 (WILLIAMS) 21 September 1979, See the entire document.
A	US, A. 4,266,554 (HIMAGURI) 12 May 1979, See the entire document.
A	US, A. 4,057,370 (WILKIN) 04 October 1978, See the entire document.
A	US, A. 4,586,513 (HAMAGUCHI) 06 May 1982, See the entire document.
A	US, A. 4,652,490 (HIM, JA. et al) 31 March 1987, See the entire document.
A	US, A. 4,694,823 (HIMAGUCHI) 22 September 1987, See the entire document.
A, P	US, A. 4,714,006 (EDGAR, JR. et al) 2 December 1987, See the entire document.
A, P	US, A. 4,714,341 (HIMAGUCHI) 22 December 1987, See the entire document.
10. EXAMINATION	
Date when action taken: 27 January 1989	
12A/US	
Lloyd L. E.	